

## 心拍同期 CT による心筋梗塞の心運動解析

## Analysis of the cardiac motion in myocardial infarction by the ECG-synchronized CT

渡辺 滋  
清水正比古  
吉田 秀夫  
諸岡 信裕  
宿谷 正毅  
増田 善昭  
稲垣 義明

Shigeru WATANABE  
Masahiko SHIMIZU  
Hideo YOSHIDA  
Nobuhiro MOROOKA  
Masaki SHUKUYA  
Yoshiaki MASUDA  
Yoshiaki INAGAKI

### Summary

The cardiac motion in patients with myocardial infarction was analyzed by the ECG-synchronized computed tomography (CT). For ECG synchronization, the ECG gating method and the data sorting method were used. By the ECG gating method, the gated cardiac images during 0.1 msec intervals at end-diastolic and the end-systolic phases were obtained. By the data sorting method, phasic CT images were reconstructed retrospectively by selecting appropriate data from a series of consecutive scans taken with simultaneous continuous ECG recordings.

Six normal subjects and eight patients with myocardial infarction were studied by the ECG gating method, and 14 normal subjects and 25 patients with myocardial infarction were studied by the data sorting method. The end-diastolic and the end-systolic pictures at mid left ventricular level were superimposed and the cardiac borders were traced for the analysis (Fig. 4). Then the cardiac cross-sectional areas at each cardiac phase (40 msec) were calculated, and a cardiac area curve was obtained by plotting them consecutively. The cross-sectional images were divided into right anterior, right posterior, left anterior and left posterior segments. Cardiac area curves of the each segment were also obtained for further analysis. From these curves, the changing ratio of cardiac areas (maximum area—minimum area/maximum area) and the maximum area velocity in systole and diastole were calculated.

On the images and the cardiac area curves in myocardial infarction patients, abnormal myocardial movements such as partial akinesis, hypokinesis or paradoxical movement were apparent and the area of abnormal motions corresponded well with the location of infarction determined by ECG, RI scanning and angiography. A decrease of the changing ratio and the velocity in the infarction area were shown (Fig. 6, 7) and the functional disturbances were suggested during not only systole but diastole

千葉大学医学部 第三内科  
千葉市亥鼻 1-8-1 (〒280)

The Third Department of Internal Medicine, Chiba University School of Medicine, Inohana 1-8-1, Chiba 280

Presented at the 21th Meeting of the Japanese Society of Cardiovascular Sound held in Tokyo, September 14-15, 1980

Received for publication November 4, 1980

also.

This technique was found to be a useful noninvasive method for detecting abnormal wall motion in myocardial infarctions. Furthermore, a series of CT images of each cardiac cycle on the TV screen was taken on 16 mm cine films for visualization of cardiac movement and it was very helpful for dynamic observation.

#### Key words

ECG-synchronized cardiac CT  
16 mm cine film

Myocardial infarction

Cardiac area curve

Changing ratio

### はじめに

循環器学診断分野において、近年、画像診断、とくに非観血的方法による診断が注目されている。我々は最近、著しい発展を示している X 線コンピュータ断層法 (CT) に注目し、その心臓、および大血管に対する応用について、これまで多くの報告を行ってきた<sup>1-3)</sup>。今回は、心電図同期 CT 法による心筋梗塞症の心運動解析について報告する。

### 方 法

使用した器種は被曝線量がきわめて少ない (50 mrad/slice 以下) 特徴を有する、第 3 世代装置 JEOL Dynamic Scanner である。心電図同期法には、ゲート方式とデータ整理方式がある。前者は心電図 R 波から任意の時間後に一定の時間的ゲートを設け、このゲート内のデータ (約 55 msec) を用いて CT 像を得る方法である。簡便な方法であるが、1 枚のスライスを得るために心拍数と呼吸停止時間の関係で約 10~15 分を要し、能率の良い方法とはいえない。そこで後者を開発した。この方法では、スキャン中の各心周期を R 波の頂点から 40 msec ごとに分割した心拍コードとして、各 view (各回転角度番号) ごとの X 線透過線量 (projection data) とともにコンピュータに同時入力する。このスキャンを R-R 間隔の 1/10 ずつ delay をかけて、10 回のスキャンを行う。スキャン部位はあらかじめ透視を行い、一定の場所を選択するが、多くの場合左室中央部を選

んだ。また、同一レベルのスライスを得るためには、呼吸の深さを一定にする必要があり、事前に被検者に十分練習させ、腹式呼吸の深吸気位でスキャンを行い、かつ、それらの各画像をチェックし、レベルのずれているスキャンデータは編集から除外した。本器の場合、スキャン時間は 10 秒であるが、各スキャン間隔に 2 分を要するので、全体で約 20 分の検査時間が必要である。10 回のスキャンデータを蓄積後、任意時相、すなわち任意の心拍コードの指定により、その心拍コードに対応する projection data を集めて再構成する (Fig. 1 上段)。現在、コンピュータ容量の問題で単一の心拍コード、すなわち 40 msec 幅だけの CT 像を得ることができないので、一画面構成の情報量を満たすために隣接コードのデータを利用した。このさい、前回の報告ではコード指定に当り、隣接する 3~4 個のコード (120~160 msec) の幅のデータをスキャン順に使用したが、今回は指定された心拍コードを中心にして大部分を埋め、不足分を隣接コードで補うように改善し、結果的には指定コードのデータが最大数となるような 120 msec 幅の平均像とした。Fig. 1 下段の写真は上記の方法により、中心心拍コードを 40 msec ずつずらして、1 心周期にわたって構成した像である。

ゲート方式では、心電図上収縮末期および拡張末期でそれぞれのスキャンを行い、両スライスの心辺縁をトレースし、重ね合わせて心辺縁運動を観察した。データ整理方式では Fig. 2 に示すごとく、各時相別 CT 像を付属ミニコンピュータ

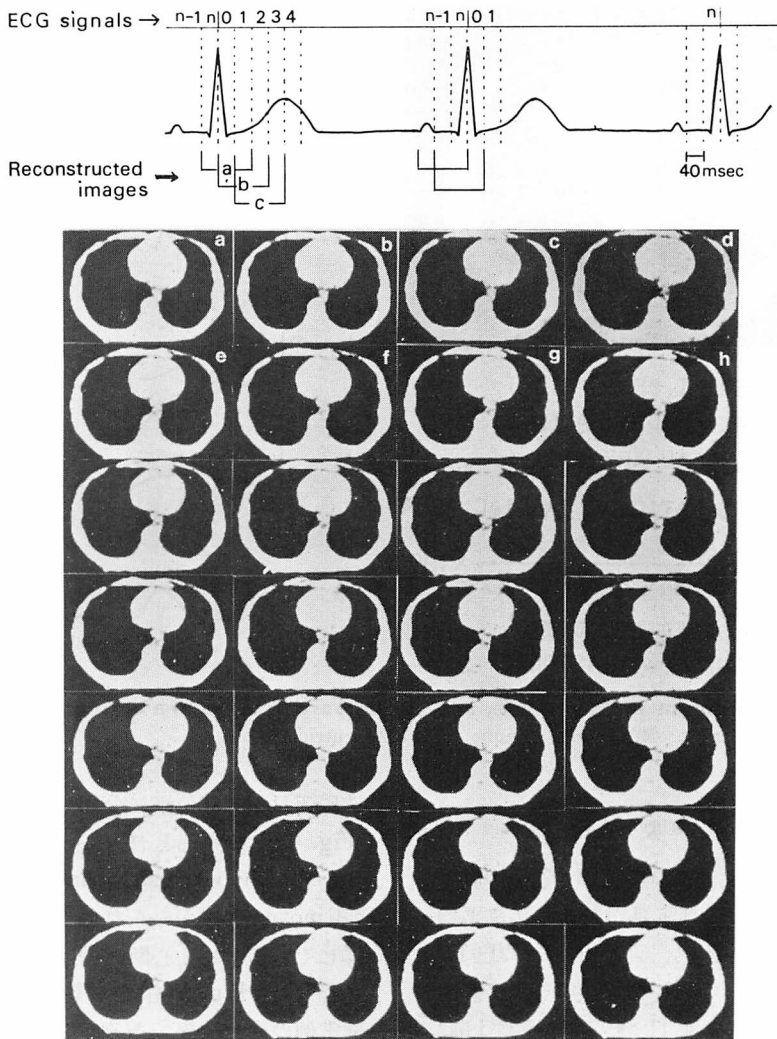


Fig. 1. Data sorting method for ECG-synchronized CT (upper) and a series of CT images during a cardiac cycle by data sorting method (lower) (normal case, 31 y. male; R-R=1,120 msec.  $n=28$ ).

で関心領域内の心臓 CT 値から心断面積を算出し、それらの値を経時的にプロットして心断面積変化曲線を作成した。さらに、局所の変化を観察するため、左室を左後方部と右後方部、右室をおもに含む右前方部、両心房(おもに右心房)から成る右後方部の4区画に一律に分割し、それぞれの部分的心断面積変化曲線をも作成した。つぎに、

それぞれにおいて、最大面積と最小面積の差を最大面積で割った変化率を求め、また、収縮期と拡張期の最大面積変化速度 (MAVs, MAVd) を求めた。なお、ゲート方式と同様に、収縮末期と拡張末期の像のトレーシングを行った。

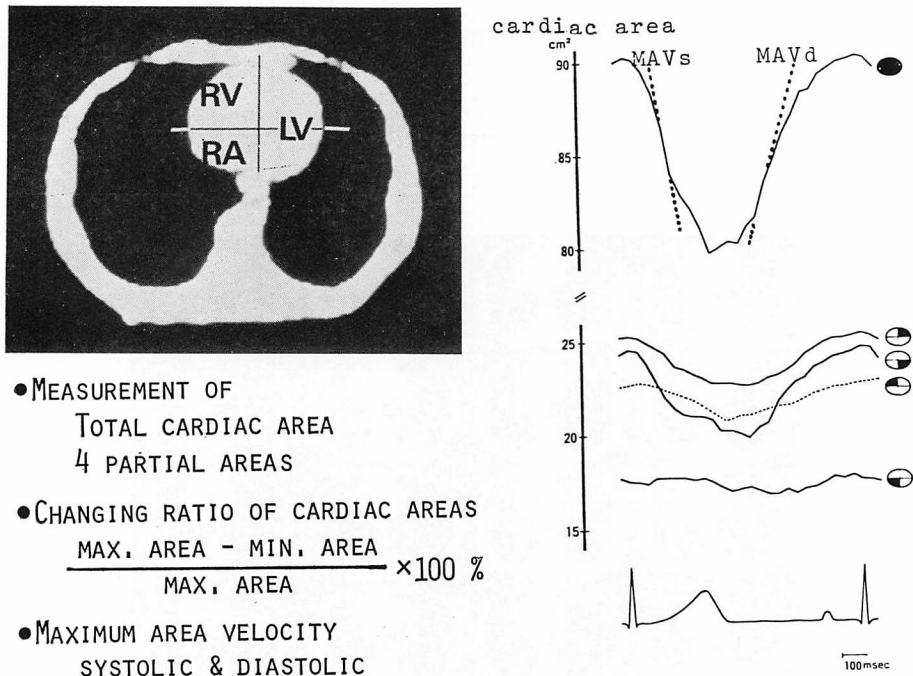


Fig. 2. Measurement methods (left), and cardiac area curves in a normal subject (right).  
RV=right ventricle; RA=right atrium; LV=left ventricle.

### 対 象

対象は健常群 20 例 (平均年齢 32.3±7), 心筋梗塞群 35 例 (梗塞発症後, 3 ヶ月から約 1 年, 平均 2 ヶ月のエピソードをもち, 平均年齢 52.0±11) で, その内訳は, 前壁中隔梗塞 11 例, 前壁側壁梗塞 5 例, 広範囲前壁梗塞 11 例, 下壁梗塞 3 例, および心内膜下梗塞 2 例である。このうち, データ整理方式の対象は, 健常 14 例, 梗塞 25 例である。

### 結 果

Fig. 3 は健常群の辺縁運動の代表例を示したものであるが, 辺縁の動きは滑らかで, 心運動はとくに左室後壁部分で大きく, その運動距離は 5~10 mm であった。これに対し右側方から右後方の運動は小さく, 収縮期に突出する例もみられた。つぎに梗塞群を心電図, RI スキャン, 左室

造影所見より部位別に分類し, 辺縁運動をみたが (Fig. 4), 梗塞部とほぼ一致して, 壁運動異常, すなわち hypokinesis, akinesis および paradoxical movement がみられた。さらに, その動きを詳しくみるため, 心断面積変化曲線について検討を行った。Fig. 2 右図は Fig. 1 下段に呈示した健常例の変化曲線である。CT 像は心筋を含めた像であるにもかかわらず, 全心断面積変化曲線は左室容量曲線に似ている。面積変化率は全体が 11.6%, 左前方部 11.5%, 左後方部 20% であった。

最大面積変化速度は収縮期では全体が 44 cm<sup>2</sup>/sec, 左前方部 16.5 cm<sup>2</sup>/sec, 左後方部 24 cm<sup>2</sup>/sec, 拡張期ではそれぞれ 47 cm<sup>2</sup>/sec, 14.5 cm<sup>2</sup>/sec, 29 cm<sup>2</sup>/sec であった。Fig. 5 は前壁中隔梗塞発症 4 ヶ月後の症例 (Fig. 4 の No. 1) の変化曲線で, 左前方部の変化曲線は著しい矛盾運動を示している。変化率は全体が 6%, 左前方部

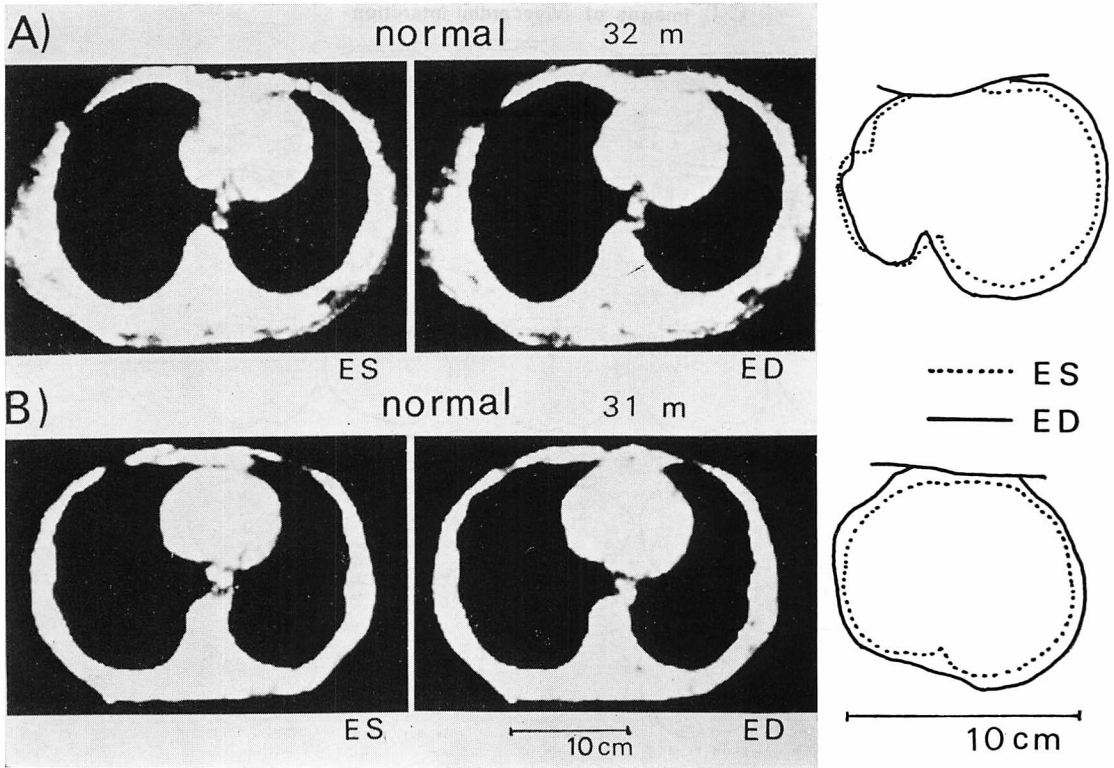


Fig. 3. CT pictures and image tracings at end-systole (ES) and end-diastole (ED) in normal subjects.

-12%, 左後方部 15% であった. 最大面積変化速度は収縮期では全体が  $27 \text{ cm}^2/\text{sec}$ , 左後方部  $20 \text{ cm}^2/\text{sec}$ , 拡張期では全体が  $27 \text{ cm}^2/\text{sec}$ , 左前方部  $11 \text{ cm}^2/\text{sec}$ , 左後方部  $27 \text{ cm}^2/\text{sec}$  で, 健常例に比べ両時相ともに減少していた. なお, この症例は心室瘤剝出術を施行し, 心臓瘤が矛盾運動部と一致することを確認した.

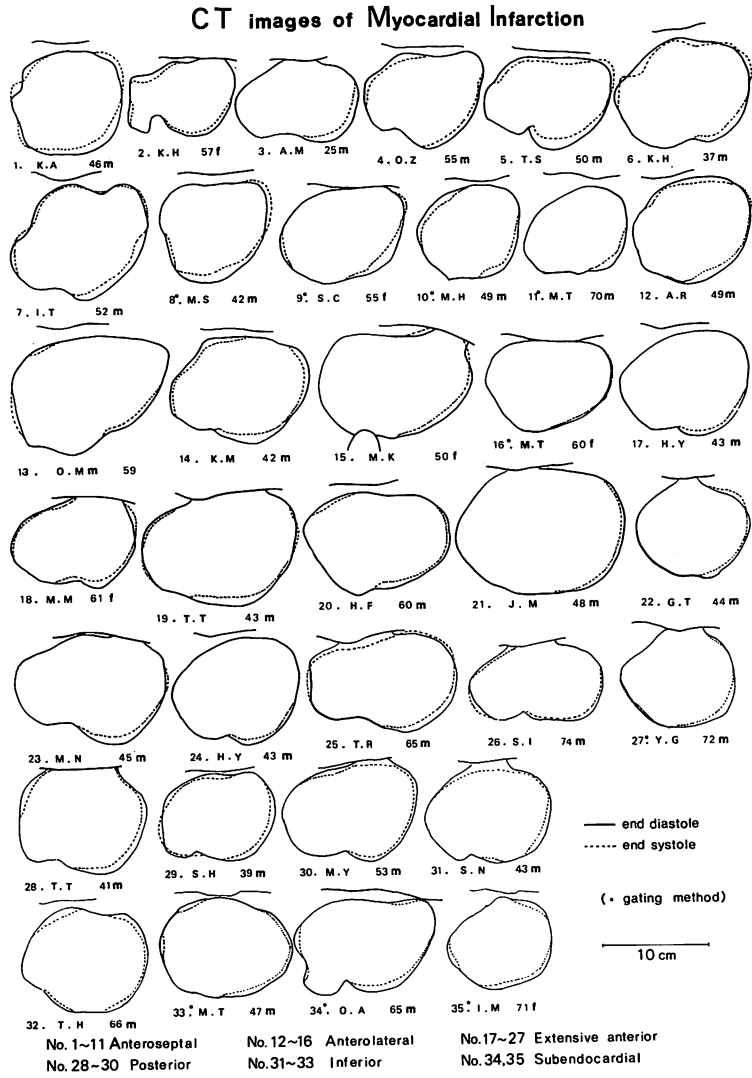
Fig. 6 は心全体, 左前方部および左後方部の変化率を, 心筋梗塞各群と健常群と比較したものである. 健常群の変化率は心全体が 10%, 左前方部 9%, 左後方部 18.5% であったのに対し, 前壁梗塞群の変化率はそれぞれ 4%, -0.8%, 15% で有意に低下していた. 左前方部の変化率が負であるのは, 20 例中 12 例に矛盾運動を示したためである. 他の 2 群の梗塞群の症例数は少ないが,

後壁梗塞群では全体および左後方部の変化率が低下しており, 一方, 下壁梗塞群では動きは比較的良好であった.

つぎに, 最大面積変化速度をみると, 前壁梗塞群では収縮期および拡張期の心全体と左前方部におけるそれは有意に低下していたが, 左後方部における変化速度の低下はわずかであった. 後壁梗塞群では前壁梗塞と逆の関係がみられ, また, 下壁梗塞ではいずれの部分の運動も比較的良好に保たれており, むしろ過運動を示す部分もみられた (Fig. 7).

#### 考 案

心臓の動きをイメージとして分析するには, 左室造影法, 超音波断層法, RI アンジオ, 各種キ

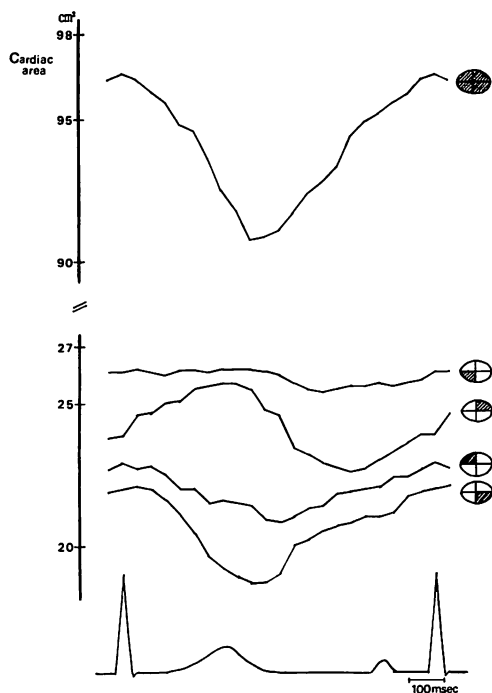


**Fig. 4. Image tracings at end-systole and end-diastole by the data sorting method and the ECG gating method (\*) in myocardial infarctions.**

モグラムなど幾つかの検査法が試みられているが、放射能被曝、分解能の悪さ、侵襲的であること、あるいは、読影に主観が入りやすいなどの欠点をもっていると思われる。

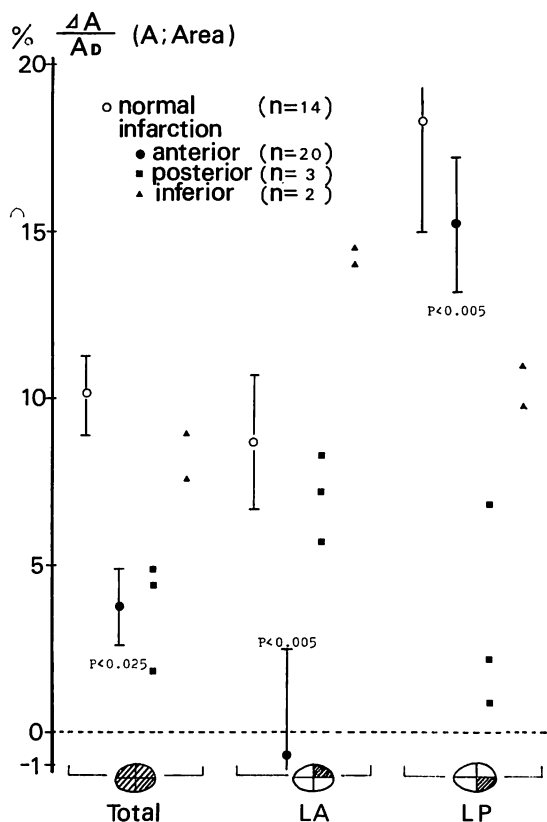
今回、我々は X 線 CT を用いて心拍同期 CT を行い、おもに左室中央部の断層面における心運動を心筋梗塞症について解析した。静止 CT 像

を得るには、20 msec 以下で撮影できる超高速 CT 装置が望まれるが、現在のところ、被曝 X 線量の問題により動物実験の段階である<sup>4)</sup>。そこで、心電図同期法で代用することになるが、これには心電図上任意の時点にゲートをおき、その時間中のみ X 線を走査させる方法と、このようなゲートをかけないで心電図を同時記録した一連の



**Fig. 5. Changes of total and regional cardiac areas in anteroseptal infarction (K.A., 46 y. male).**  
The left anterior part shows marked paradoxical movement.

スキャンを行い、スキャン終了後、任意時相のデータを選択して像を構成する方式がある。我々は前者をゲート方式、後者をデータ整理方式<sup>5)</sup>と呼んでいるが、Harrelら<sup>6)</sup>は後者を post data-acquisition correlation technique, Berningerら<sup>7)</sup>は前者を prospective gating, 後者を retrospective gating と呼び、後者のほうが扱いやすいとしている。我々のコンピュータープログラムでは 40 msec ごとの心拍同期 CT 像を作りうるが、1枚の像を構成するのに回転角度に相当する 230度分の総 view がすべて満たされないと像ができないため、単一の心拍コード (40 msec) のみではデータ不足で、隣接するコードから補充し、結果的には約 120 msec 幅データによる画像を 40 msec ずつずらして作成しているが、必要とするすべての情報を満たすので、できた像は Harrel の方法に



**Fig. 6. Changing ratio of total and regional cardiac areas.**

$$\frac{\Delta A}{AD} = \frac{\text{maximum area} - \text{minimum area}}{\text{maximum area}}$$

LA=left anterior part; LP=left posterior part.

比べるとより明瞭である。しかも、本器における被曝線量は他の CT 装置の約 1/30~1/50 で、同一部位でスキャンを 10 回繰り返しても胸部 X 線写真の 3 枚程度の線量で済み、この点は被曝量の大きい他の方法よりはるかに有利と思われる。

一方、心筋と血液の CT 値にはほとんど差がないため<sup>8)</sup>、内腔を識別するには造影剤が必要である。しかし本器が低線量である点が逆に不利にもなり、現状では造影剤末梢静脈注入にても心腔を十分に区別しえず、さらに技術上の改善を必要とした。したがって今回の研究では造影を行わず、

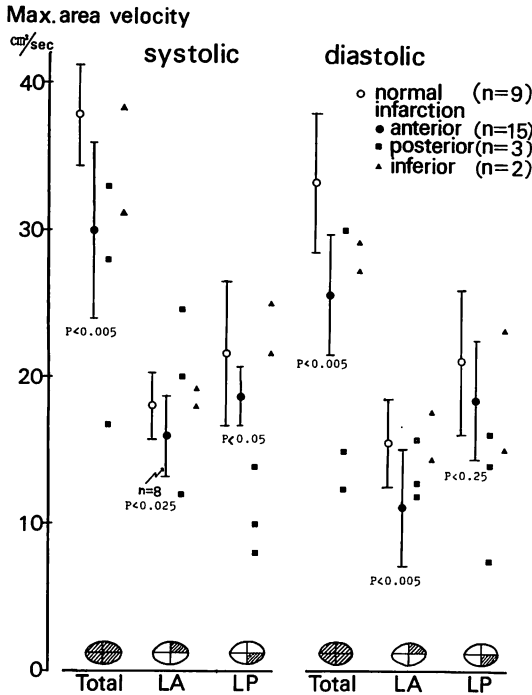


Fig. 7. Maximum area velocity in systole and diastole.

LA=left anterior part; LP=left posterior part.

心陰影を一律に四分して部分的な心運動を検討するに止どめた。左室中央部の全心断面積変化曲線は心筋を含めた変化であるにもかかわらず、左室容量曲線に類似していた。梗塞群では曲線パターンに異常がみられ、とくに部分的断面積曲線を観察すると、その部位別の異常を明らかにすることができた。前壁梗塞群では20例中12例に矛盾運動がみられたが、これは梗塞後、いわゆる心室瘤を疑わせる心電図上ST部分の上昇、あるいは胸部X線上突出像があり、CTによる精査のために紹介されてきた患者が多かったためと考えられる。この心臓瘤はいずれも、RI スキャン、左室造影により、さらに一部の症例では冠動脈再建術下、あるいは心室瘤剝出術でその存在が確認された。

つぎに、断面積変化曲線より、最大変化率と最

大変化速度について検討を加えた。変化率は左室造影法の駆出率に意味に近いが、心筋を含めた値であること、および40 msecの平均値であることなどにより健常群でも左後方で $18.3 \pm 3\%$ と駆出率に比較して小さいが、梗塞群と有意な差があり、機能の判定に有用であった。しかし、下壁梗塞群では下壁が横隔膜と接して判別できないため、心室下部レベルでは特徴的な所見が得られなかった。

一方、他群と同様の左室中央部スキャンでは、左前方部の変化率は健常群よりむしろ大きく、これは下壁梗塞部の運動低下を補う意味を持っていると思われる。最大変化速度はこの場合40 msecずつ時相がずれていること、測定誤差の検討を十分に行っていないことなどにより、その意味付けは慎重でなければならないが、今回の検討ではこの値は健常群と梗塞群、さらには梗塞部位別により差がみられ、心筋梗塞では収縮のみならず拡張障害も起こっていることが示された。また40 msecごとの連続心CT像を順次テレビモニター上に映し出し、1コマずつ撮影し16 mm映画を作成することにより、これらの運動異常はさらに明瞭に示すことができた。

現在、CT装置の機能は著しい発展途上にあり、造影剤を使用しながら心拍同期を行い、心室内腔の断面積変化や心拍出量の変化を観察することができるようになるのは近い将来必至のことと思われ、CTの臨床応用面がさらに拓がるものと期待される。

## まとめ

心拍同期CT、とくにデータ整理方式により種々の心時相における心断面積変化を心筋梗塞症について検討した結果、面積変化率、変化速度、および心辺縁トレースによる壁運動に異常がみられ、本法は有用な非観血的方法と思われた。

## 要約

心拍同期CTを用いて、心筋梗塞の心運動解



析を行った。本法にはゲート方式とデータ整理方式があり、前者はゲート時間は 0.1 秒でおもに拡張末期と収縮末期で行い、後者は心電図と同時記録しながら一連のスキャンを行い、あとから任意時相を選択して像を構成する方法である。ゲート方式の対象は健常 6 名、心筋梗塞 10 名、データ整理方式ではそれぞれ 14 名および 25 名である。両方法ともに、収縮末期と拡張末期の左室中央部における像の心辺縁をトレースし、それから重ねて心辺縁運動を観察した (Fig. 4)。

さらにデータ整理方式では、40 msec ごとの各時相 CT 像の心断面積を計算し、それらを経時的にプロットして心断面積変化曲線を作成した。また、局所的に運動をみるため心断面を右前、右後、左前および左後方部の 4 区画に分割し、それぞれの変化曲線の作成も行った。これらの変化曲線より、面積変化率 (最大面積 - 最小面積 ÷ 最大面積)、および収縮期と拡張期における最大面積変化速度を求めた (Fig. 2)。

心筋梗塞ではトレース像、変化曲線ともに、心電図、RI スキャン、左室造影から推定される梗塞部位に一致して、運動異常—akinesis, hypokinesis, paradoxical movement—が観察された。また、梗塞部位の変化率および変化速度の低下がみられ、収縮期のみならず拡張期でもその障害のあることが示唆された (Figs. 6, 7)。

本法は心筋梗塞の心運動異常の検出に有用な非

観血的方法であった。また、一心周期にわたり、40 msec ごとの各時相 CT 像をテレビモニター上に写し、16 mm 映画に撮影することにより、動態分析の視覚化に有用であった。

#### 文 献

- 1) 増田善昭, 渡辺 滋, 稲垣義明, 内山 暁, 有水昇, 館野之男, 渡辺英二: JEOL Dynamic Scanner による心・血管 CT 像について. 呼吸と循環 26: 439-445, 1978
- 2) 吉田秀夫, 諸岡信裕, 田口喜代継, 山崎 茂, 村木登, 渡辺 滋, 小沢 俊, 宿谷正毅, 増田善昭, 稲垣義明: 心 CT 法と超音波断層法の比較. J Cardiology 9: 425-434, 1979
- 3) 渡辺 滋, 山本博憲, 湯村保夫, 吉田秀夫, 諸岡信裕, 増田善昭, 稲垣義明: 心 CT 像の計測法について. J Cardiology 10: 531-542, 1980
- 4) Richard AR, Erik LR: High speed synchronous volume computed tomography of the heart. Radiology 133: 655-661, 1979
- 5) 渡辺 滋, 湯村保夫, 諸岡信裕, 吉田秀夫, 宿谷正毅, 増田善昭, 稲垣義明: CT を応用して計測した各心時相における心断面積変化—その臨床応用. J Cardiology 9: 233-240, 1979
- 6) Harell GS, Guthaner EF, Breiman RS, Morehouse CC, Seppi EJ, Marshall WH, Wexler L: Stop-action cardiac computed tomography. Radiology 123: 515-517, 1977
- 7) Berninger WH, Redington RW, Doherty P, Lipton MJ, Carlsson E: Gated cardiac scanning: canine studies. J Comput Assist Tomogr 3: 155-163, 1979